

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-102230

(43)Date of publication of application : 09.04.2002

(51)Int.Cl.

A61B 10/00
A61B 5/145
G01N 21/17

(21)Application number : 2000-300670

(71)Applicant : KEIO GIJUKU

(22)Date of filing : 29.09.2000

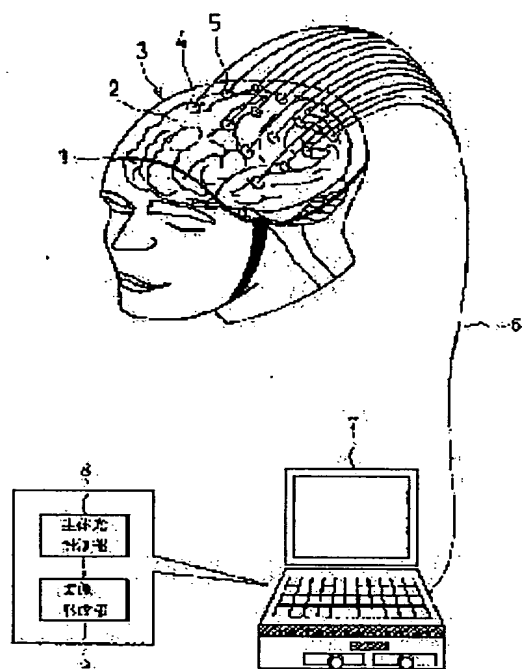
(72)Inventor : OKADA HIDEFUMI

(54) ORGANISMIC LIGHT MEASURING DEVICE AND ORGANISMIC LIGHT MEASURING METHOD

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an organismic light measuring device and an organismic light measuring method that are free of displacement of a concentration change generating region resulting from a concentration change in a light absorbing substance and of uneven sensitivity.

SOLUTION: The organismic light measuring device is provided with a plurality of irradiation means for irradiating the inside of an organism tissue with light, a plurality of light receiving means for detecting light from the organism tissue irradiated by the irradiation means, and a measuring means for computing a relative value between an optical signal detected by one pair of the irradiating means and light receiving means and an optical signal detected by another pair to thus compute a local gravity center position of a concentration change in a light absorbing substance in the organism tissue. The structure can prevent displacement of a concentration change causing region of an examined region and uneven sensitivity.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-102230
(P2002-102230A)

(43) 公開日 平成14年4月9日 (2002.4.9)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] (参考)
A 6 1 B 10/00		A 6 1 B 10/00	E 2 G 0 5 9
5/145		G 0 1 N 21/17	6 1 0 4 C 0 3 8
G 0 1 N 21/17	6 1 0		6 2 5
	6 2 5	A 6 1 B 5/14	3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2000-300670 (P2000-300670)

(22) 出願日 平成12年9月29日 (2000.9.29)

(71) 出願人 899000079

学校法人 慶應義塾

東京都港区三田 2 丁目15番45号

(72) 発明者 岡田 英史

神奈川県横浜市港北区日吉 3-14-1 慶
應義塾大学 理工学部内

(74) 代理人 100091096

弁理士 平木 祐輔 (外 1 名)

Fターム (参考) 2G059 AA05 BB12 CC16 CC18 EE01

FF01 GG03 JJ17 KK03 MM01

MM05 MM10 PP04

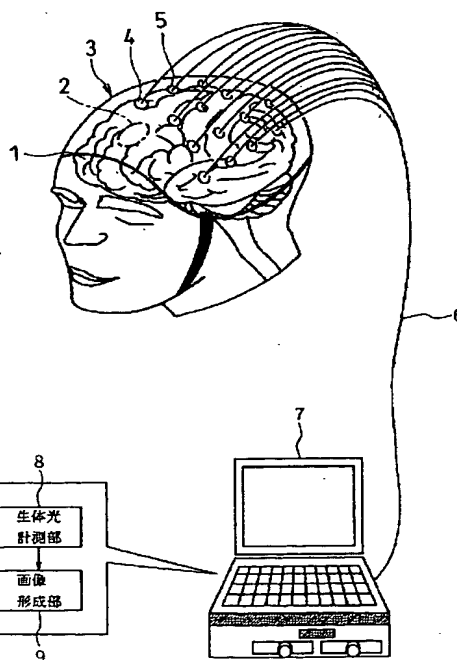
4C038 KK01 KL05 KL07 KX02

(54) 【発明の名称】 生体光計測装置及び生体光計測方法

(57) 【要約】

【課題】 光吸収物質の濃度変化に起因する濃度変化発生部位の位置ずれや感度むらをなくした生体光計測装置及び生体光計測法を提供する。

【解決手段】 生体組織内部に光を照射する複数の照射手段と、照射手段より照射された生体組織からの光を検出する複数の受光手段と、照射手段と受光手段のある対で検出された光信号と別の対で検出された光信号との相対量をとって生体組織内部の光吸収物質の濃度変化の局所重心位置を求める測定手段とを備え、被検部の濃度変化が生じた部位の位置ずれや感度むらを防ぐことができる。



FP04-
0229-0060+HP
'04.8.31
SEARCH REPORT

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体組織内部に光を照射する複数の照射手段と、
前記照射手段より照射された前記生体組織からの光を検出する複数の受光手段と、
前記照射手段と受光手段のある対で検出された光信号と別の対で検出された光信号との相対量をとって前記生体組織内部の光吸収物質の濃度変化の局所重心位置を求める測定手段とを備えることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】 前記測定手段は、前記複数の照射手段と受光手段の第 1 の対で検出された光信号と第 2 の対で検出された光信号との相対量をとって x 方向に関する光吸収物質の局所重心位置を求め、第 3 の対で検出された光信号と第 4 の対で検出された光信号との相対量をとって y 方向に関する光吸収物質の局所重心位置を求め、この x 方向及び y 方向の局所重心位置で与えられる点から生体組織内部に下ろした垂線上に光吸収物質濃度変化の重心位置を求めることを特徴とする請求項 1 記載の生体光計測装置。

【請求項 3】 前記測定手段は、光吸収物質濃度変化の重心位置を前記複数の照射手段と受光手段の第 1 から第 4 の対で検出された光信号の相対量の組合わせをあらかじめ格納しておいたルックアップテーブルによって求めることを特徴とする請求項 1 記載の生体光計測装置。

【請求項 4】 前記局所重心位置を推定測定点とする検出された信号を該局所重心位置の感度で重み付けした信号の補間をとることで、前記光吸収物質の濃度変化の画像化を行う画像形成手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の生体光計測装置。

【請求項 5】 前記局所重心位置を推定測定点とする検出された信号を該局所重心位置の感度で重み付けした信号に対して空間的な広がりを持たせたものを前記各推定測定点に与え、各画素について前記各推定測定点から得られた信号の分布を加算することによって前記光吸収物質の濃度変化の画像を形成する画像形成手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の生体光計測装置。

【請求項 6】 前記局所重心位置を推定測定点とする検出された信号を該局所重心位置の感度重みの逆数から算出された重み係数で重み付けすることで、前記光吸収物質の濃度変化の画像化を行う画像形成手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の生体光計測装置。

$$\Delta OD(\lambda) = \Delta \mu_{\text{HbO}_2}(\lambda) \langle L \rangle + \Delta \mu_{\text{Hb}}(\lambda) \langle L \rangle \\ = \varepsilon_{\text{HbO}_2}(\lambda) \Delta C_{\text{HbO}_2} \langle L \rangle + \varepsilon_{\text{Hb}}(\lambda) \Delta C_{\text{Hb}} \langle L \rangle \dots\dots\dots (1)$$

ここで、

ΔOD : 検出光の減光度変化（検出光量変化の対数をとったもの）

λ : 照射光の波長

$\Delta \mu_{\text{HbO}_2}$: 酸化ヘモグロビンによる組織の吸収係数の変化

*【請求項 7】 光吸収物質濃度変化の画像に前記測定手段によって求めた重心位置を重ね書きする画像形成手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 3 の 1 項記載の生体光計測装置。

【請求項 8】 生体組織内部に光を照射するステップと、
前記照射された生体組織からの光を検出するステップと、
前記光を照射するステップで検出された光信号とは別に検出された光信号との相対量をとって前記生体組織内部の光吸収物質の濃度変化の局所重心位置を求めるステップとを含むことを特徴とする生体光計測方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体組織における被検部内部の光吸収物質（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンなど）の生体光計測装置及び生体光計測方法に関し、特に、光吸収物質の濃度変化に起因する濃度変化発生部位の位置ずれや感度むらをなくした被検部の生体光計測装置及び生体光計測方法に関する。

【0002】

【従来の技術】生体光計測装置の従来例として、生体組織に近赤外近傍の波長域（600～1200nm）の光を照射し、その透過光や反射光を検出して、その強度、平均飛行時間、位相などの信号から生体組織、とりわけ脳内の光吸収物質の濃度を測定する方法が、例えば、特開平 9-98972 号公報に記載されている。脳の特定部位は体の特定部位の動作の制御に深く関与している。体の動作、感覚器に対する外部からの刺激、認知、及び思考などによって脳の対応する特定部位の神経活動が活性化される。これを賦活という。賦活に伴い、活性化した部位の酸化ヘモグロビンを多く含んだ動脈血が増大するため、酸化ヘモグロビンと総ヘモグロビン（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの総和で血液量に比例）の濃度が高くなる。血液中に含まれる酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンは近赤外域における吸収分光特性が異なるため、これらの光吸収物質の濃度変化を計測することで、脳内の血液量や酸素代謝に由来する光吸収物質の位置を特定することができる。このような光吸収物質の濃度変化に起因する検出光の強度変化である減光度変化を式にすると以下ようになる。

* 【0003】

$\Delta \mu_{\text{Hb}}$: 還元ヘモグロビンによる組織の吸収係数の変化

$\langle L \rangle$: 吸収変化を生じた組織内における平均実効光路長

$\varepsilon_{\text{HbO}_2}$: 酸化ヘモグロビンのモル吸光係数

ε_{Hb} : 還元ヘモグロビンのモル吸光係数

ΔC_{HbO_2} : 酸化ヘモグロビンの濃度変化

ΔC_{Hb} : 還元ヘモグロビンの濃度変化

【0004】(1)式において、 Δ は定数と仮定することができるので、複数の波長 λ_1 、 λ_2 について減光度 $\Delta OD(\lambda_1)$ 、 $\Delta OD(\lambda_2)$ を測定すれば、(1)式を連立方程式にして解くことによって、酸化ヘモグロビン濃度の変化 ΔC_{HbO_2} と還元ヘモグロビン濃度の変化 ΔC_{Hb} を算出することができ、これらの値の総和として総ヘモグロビン濃度変化(血液量変化)が求められる。減光度を測定する波長を増やすことによって、酸化・還元ヘモグロビン以外の光吸収物質の変化を同時に測定することも可能である。

【0005】図12は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンのモル吸光係数の波長特性を示すグラフである。図12において、縦軸がモル吸光係数、横軸が波長を示す。また、実線で示すのが酸化ヘモグロビン、点線で示すのが還元ヘモグロビンである。図12に示すように、波長が800nm付近において酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大きさが逆転しており、その吸収スペクトルに大きな相違を示している。

【0006】図13は、指のタッピング動作時の脳の酸素代謝状態を示すグラフである。図13において、縦軸が濃度変化、横軸が時間を示す。実線で示すのが総ヘモグロビン、点線で示すのが酸化ヘモグロビン、一点鎖線で示すのが還元ヘモグロビンの濃度変化である。図13に示すように、指を軽くたたくタッピング動作時に還元ヘモグロビンの濃度はそれほど変化しないが、酸化ヘモグロビンの濃度は大きく変化している。結果的に総ヘモグロビンの濃度も大きく変化している。この図から、体の運動によって脳の対応する部位が賦活することによって、酸化ヘモグロビンの濃度に大きな変化が生じていることがわかる。

【0007】図14は、上述した従来例の頭部表面への光照射器と受光器の配置を示す図である。図14において、「●」は光照射器を、「◆」は受光器を、「×」は推定測定位置(代表点)を表している。光照射器と受光器の間隔はそれぞれ30mmの位置に設置してある。ここで、間隔を30mm程度に設定する理由は、照射器と受光器の間隔が余り狭いと脳まで到達した光が検出しにくくなるのを避けるためである。又、間隔を狭くすれば当然ながら空間分解能は向上するが、それだけ多くの光照射器と受光器を必要とする。

【0008】図15(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、各測定点で得られる測定結果を示す図である。図15(a)、(d)は、光吸収物質の濃度が変化した部位が光照射器S1と受光器D1の midpoint にあるときであり、図15(b)、(e)は、受光器D1のちょうど下にあるときであり、図15(c)、(f)は、複数の光照射器と受光器で囲まれた正方形の中心にあるときをそれぞれ示している。このように、従来例では光照射器S1と受光器D1の midpoint に測定点を設定しているので、光吸収物質の濃度が変化した部位が

中点から離れると正確な画像生成ができなくなる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】図16(a)は、脳表面における光吸収物質の濃度変化に対する感度分布を示す図である。図16(a)中、「●」が光照射器、「◆」が受光器の位置である。図16(a)から分かるように、一組の光照射器-受光器対で得られた光信号に対して、光吸収物質の濃度変化が影響を及ぼす範囲は広く分布している。従来例においては、組織内の血液量、酸素代謝に由来する光吸収物質の濃度変化の画像を生成しているとき、この感度分布を、光照射位置と受光位置の中点、かつ、脳表面に対する脳内部への垂線上で生じた濃度吸収変化に起因するものと仮定して画像生成を行っていた。このため、組織の光吸収物質の濃度が変化した部位が、光照射位置と受光位置の中点近傍にある場合はそれほど問題はないが、中点から離れた位置で光吸収物質の濃度変化が起こった場合には、正確な画像生成が行えなくなるという問題点があった。例えば、図16(b)は、図16(a)のx軸上のいくつかの部位(x=0が中点、x=15が受光位置を表す)におけるy軸方向の感度変化を示すグラフである。

【0010】図16(b)において、光吸収物質の濃度変化が生じる部位が中心位置からy方向に15mmずれた場合(x=1の場合、図14のb点)、検出される光強度変化は中点(x=0の場合、図14のa点)で変化が生じたときの約1/10になっていることが分かる。従来例では、検出光の変化量をそのまま中点位置での光吸収物質の濃度変化として画像を生成しているため、光吸収物質の濃度変化がかりに同じであっても、濃度変化が生じた部位の違いにより、画像生成のための中点位置での信号強度が異なってしまう。

【0011】このことは、脳内部における光吸収物質の濃度変化が光照射位置と受光位置の中点からずれた場合には、生成された画像中において、光吸収物質の濃度変化が生じた部位の位置ずれや感度むらという問題が生じることを意味している。本発明の目的は、上記の従来の技術が有する問題点に鑑みなされたものであって、光吸収物質の濃度変化に起因する濃度変化発生部位の位置ずれや感度むらをなくした生体光計測装置及び生体光計測方法を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために本発明の生体光計測装置は、生体組織内部に光を照射する複数の照射手段と、照射手段より照射された生体組織からの光を検出する複数の受光手段と、照射手段と受光手段のある対で検出された光信号と別の対で検出された光信号との相対量をとって生体組織内部の光吸収物質の濃度変化の局所重心位置を求める測定手段とを備える、ものである。上記の各手段を備える生体光計測装置が実現されることで、光吸収物質の濃度変化が生じた部

位の局所重心位置を求めることができる。

【0013】他の観点において、測定手段は、複数の照射手段と受光手段の第1の対で検出された光信号と第2の対で検出された光信号との相対量をとってx方向に関する光吸収物質の局所重心位置を求め、第3の対で検出された光信号と第4の対で検出された光信号との相対量をとってy方向に関する光吸収物質の局所重心位置を求め、このx方向及びy方向の局所重心位置で与えられる点から生体組織内部に下ろした垂線上に光吸収物質濃度変化の重心位置を求める、ものである。

【0014】このような手段を備えることで、x及びy方向に関する光吸収物質の濃度変化部位の局所重心位置を求めることができるため、光吸収物質の濃度変化部位を正確に特定できるようになる。他の観点において、測定手段は、光吸収物質濃度変化の重心位置を複数の照射手段と受光手段の第1から第4の対で検出された光信号の相対量の組合わせをあらかじめ格納しておいたルックアップテーブルによって求める、ものである。

【0015】このような手段を備えることで、x方向及びy方向に関する光吸収物質の濃度変化部位の局所重心位置をルックアップテーブルを用いて求めることができるため、光吸収物質の濃度変化部位を簡単かつ正確に特定できるようになる。他の観点において、局所重心位置を推定測定点とする検出された信号を局所重心位置の感度で重み付けした信号の補間をとることで、光吸収物質の濃度変化の画像化を行う画像形成手段を備える、ものである。

【0016】このような手段を備えることで、位置ずれや感度むらのない鮮明な画像を形成することができる。又、他の観点において、局所重心位置を推定測定点とする検出された信号を局所重心位置の感度で重み付けした濃度信号に対して空間的な広がりを持たせたものを各推定測定点に与え、各画素について各推定測定点から得られた濃度信号の分布を加算することによって画像を生成する画像形成手段を備える、ものである。

【0017】このような手段を備えることで、推定測定点の数が少ない場合においても、画像の生成が可能になる。さらに、他の観点において、局所重心位置を推定測定点とする検出された信号を局所重心位置の感度重みの逆数から算出された重み係数で重み付けすることで、光吸収物質の濃度変化の画像化を行う画像形成手段を備える、ものである。

【0018】このような手段を備えることで、推定測定点から離れた位置で濃度変化が生じた場合においても、感度むらを起こすことなく、画像を生成することが可能になる。又、さらに他の観点において、光吸収物質濃度変化の画像に測定手段によって求めた重心位置を重ね書きする画像形成手段を備える、ものである。このような手段を備えることで、他の画像生成方法で生成された濃度分布画像であっても、測定手段によって求めた局所重

心位置を重ね書きすることで、感度むらや位置ずれを視覚的に補正することができる。

【0019】さらに又、他の観点において、生体組織内部に光を照射するステップと、照射された生体組織からの光を検出するステップと、光を照射するステップで検出された光信号とは別に検出された光信号との相対量をとって生体組織内部の光吸収物質の濃度変化の局所重心位置を求めるステップとを含む、ものである。上記の各ステップを含む画像生体計測方法を実行することで、光吸収物質の濃度変化が生じた部位の局所重心位置を求めることができる。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、添付図面を参照しながら本発明の好適な実施の形態を詳細に説明する。本発明は、運動、知覚、認知、及び思考などに伴う脳の特定部位の血液動態の変化を酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの変化量を複数の照射器-受光器対で検出し、その検出した光信号（光強度変化、平均飛行時間、位相変化など）の相対量（差分や比）から被検部の組織内の濃度変化の重心位置を求め、それに基づき、脳表面における酸化ヘモグロビン濃度、還元ヘモグロビン濃度、総ヘモグロビン濃度の分布を濃淡、色、あるいは等高線で表した表面（トポグラフィ）画像として表示するものである。

【0021】図1は、本発明の一実施の形態である生体光計測装置の構成を示す図である。図1に示すように、本実施の形態は、照射手段である照射器4と、受光手段である受光器5とが複数配置されている生体光計測装置3と、この生体光計測装置3から光ファイバ6を通して検出した光信号を入力し、測定手段である生体光計測部8と画像形成手段である画像形成部9とを有する生体光計測装置本体7とから構成されている。

【0022】上述したように従来における問題点は、被検部内部に存在する光吸収物質の濃度変化の重心が照射器と受光器の midpoint に存在していると仮定し、中点を推定測定点と定めて画像化をおこなっていることに起因する。そこで、本発明では推定測定点をあらかじめ照射位置と受光位置の midpoint に定めるのではなく、複数組の照射器-受光器対で検出された光信号をもとに、光吸収物質の濃度変化の局所的な重心を求める方法を探っている。以下、説明を簡単にするために2組の照射器-受光器対について考える。

【0023】図2は、「○」印の部分の拡大回転した複数の照射器S1、S2-受光器D1、D2を示す図である。ここで、図2中の照射器S1、S2と受光器D1、D2で囲まれた正方形内のある深さ（例えば、12mm）にある脳組織の微小領域内部で光吸収物質の濃度変化が生じたと仮定する。

【0024】図3は、光吸収物質の濃度変化の生じた位置（y方向）と、照射器S1-受光器D1の対と照射器S2-受光器D2の対において検出される減光度変化（検出光強度の変化の対数をとったもの）の差分をとった値との関係

10

20

30

40

50

を示す特性曲線である。光吸収物質の濃度が変化した位置と2つの照射器S1、S2-受光器D1、D2対において検出された減光度の差分の関係はほぼ線形になっているとともに、x方向に関する重心位置に関わらず、その傾きが一定になっていることがわかる。このことは、照射器S1*

$$y = a[\Delta OD(S1, D1) - \Delta OD(S2, D2)] + b \quad (2)$$

ここで、 $\Delta OD(S1, D1)$: 照射器S1とD1の対によって検出された減光度変化(検出光量変化の対数をとったもの)。a、b: 定数。

【0025】例えば、図3の例では減光度の差分信号が102であれば、y方向の局所重心位置は5となる。同様 ※

$$x = a[\Delta OD(S1, D2) - \Delta OD(S2, D1)] + b \quad (3)$$

ただし、個体差(年齢、性別)に応じてその傾きは若干変動する。なお、図3の特性曲線はモンテカルロ法や光拡散方程式の数値解析などを用いたシミュレーションによって算出する。この他に照射器と受光器との間が等間隔でない照射器-受光器対の配置を用いたり、3組以上の照射器-受光器対を用いた場合でも、局所重心位置と各組の信号との関係が一意に定まる特性曲線が求められれば、局所重心位置を求めることができる。

【0026】図4(a)、(b)、(c)、(d)は、対象領域内あるいは領域外に重心が存在する場合を説明する図である。図中の番号①～⑤は各領域の照射器、受光器対によって推定された重心位置を示している。推定される重心位置の精度は対応する領域の中央に近いほど高く、領域から遠ざかるにつれて精度は低下する。

【0027】図4(a)は、各領域の番号を示す図であり、図4(b)、(c)、(d)は実際に推定される重心位置を示す図である。図4(b)では、ある任意の2組の照射器-受光器対で囲まれる微小領域内にその2つの照射器-受光器対で測定された重心が存在している①や④は信頼性が高いとして採用するが、⑥、⑦、⑧は対応する微小領域から離れた位置に重心が推定されているため、ノイズの影響を大きく受けているものとして棄却する。一方、②、③、⑤などはちょうどその境界線上にあるので採用する。

【0028】ここで、光による濃度変化計測の空間分解能が低いことから(図2の照射器と受光器で囲まれた正方形の範囲内に濃度変化の重心が2点あっても分離できない)、候補点①、④、②、③、⑤はひとつの濃度変化に起因するものとみなすこととする。このとき、対応する領域内に存在する①、④に対して、領域外にある②、③、⑤は重心位置に対する精度が低いと考えられるので棄却する。よって局所重心位置の候補点として①、④が採用される。同様の手順で、図4(c)の場合は①、②、④、⑤、図4(d)の場合は④が局所重心位置の候補となる。

【0029】厳密に言うと、濃度変化の重心が正方形の範囲外であった場合でも、濃度変化の重心位置が隣接する照射器-受光器対の midpoint の間隔(つまり従来例にお

*-受光器D1の対と照射器S2-受光器D2の対において検出される減光度変化の差分信号から光吸収物質のy方向に関する重心位置を推定することができることを示している。すなわち、

※に、照射器S1-受光器D2の対と照射器S2-受光器D1の対において検出される減光度変化の差分から光吸収物質の濃度変化部位のx方向に関する局所的な重心位置を推定することができる。すなわち、

る推定測定点の間隔)よりも狭いと分離できない。この場合の重心位置は2つの濃度変化部位を合わせたものに対する重心位置になる。これは、測定方法自体の空間分解能の制限に起因するものであって、従来例などの他の画像化法によっても分離は不可能である。

【0030】複数の重心位置が存在するときの空間分解能を向上させる方法として、照射器-受光器対の midpoint (従来例における推定測定点)の間隔を狭くして、隣接する照射器-受光器対によって形成される正方形領域を重ねる方法が考えられる。このとき、図5に示すように、複数の照射器SC1、SC2、SA1、SA2、SB1、SB2-受光器DC1、DC2、DA1、DA2、DB1、DB2の間隔を全体に規則的に配置することで、隣接する正方形領域の重なり方が規則的になるようにすることもできる。しかしながら、本実施の形態は、照射器-受光器対の間隔を等間隔に配置する必要はないので、被測定領域の一部分だけ重なるように配置することで局所的に空間分解能を高くして測定を行うことも可能である。このように複数の重心が存在する場合に正方形領域が重なるように照射器-受光器対を配置することで、空間分解能を向上させ、複数の局所吸収変化部位を分離することが可能になる。

【0031】図6(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、局所重心位置の統合の様子を示す図である。測定法の空間分解能が低いことから、採用された局所重心位置の距離が近い場合には、それらが同一の局所濃度変化に起因しているものとして、局所重心位置を統合する。

【0032】統合された局所重心位置は、同一の局所濃度変化に起因していると考えられる複数の局所重心位置の幾何学的な重心位置として求める。たとえば、図6の場合、(a)では、①、④の2点が統合されるため、局所重心位置は2点の midpoint に統合され、(d)に×印で示された位置になる。(b)の①、②、④、⑤の局所重心位置の場合、これらの4点の重心に統合され、(e)に×印で示された位置が局所重心位置となる。(c)の場合は候補点④のひとつだけなので、(f)に×印で示された位置が局所重心位置となる。このような方法以外に検出された光信号の強度が大きいほどノイズの影響が小さいことを考慮に入れて、局所重心位置の統合を行うことも可能で

ある。この場合、それぞれの局所重心位置に対応している光強度信号によって各局所重心位置を重み付けして、統合された重心位置を求める。

【0033】図7(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、複数の濃度変化部位があるときの表示方法を示す図である。複数の濃度変化部位がある場合に観測される微小領域①～⑥に対する局所重心位置の例を図7(a)に示す。対応する微小領域と離れている局所重心位置の候補点(②、③、⑤)は棄却され、図7(b)のようになる。

【0034】候補点のうち、①と④、⑤と⑥は距離が近いために統合される。このことで、①、④の統合点、⑤と⑥の統合点、及び⑦が局所重心位置と確定する。これらの重心位置を図7(c)のように同じ記号表示したり、図7(d)のように統合された局所重心位置については別の記号で表示したりすることもできる。

【0035】ちなみに、局所吸収変化が2点以上ある場合、その重心が照射器-受光器対の midpoint の間隔よりも狭い場合には2点を分離することはほとんど不可能である。また、midpoint の間隔の倍以下である場合には、重心位置に位置ずれを生じる可能性がある。逆に言えば、局所吸収変化の重心が、おおよそ midpoint の間隔の倍以上離れていれば、重心位置は正しく測定できることになる。なお、重心位置に位置ずれを生じた場合でも、2点が分離できていれば、検出された光信号強度をもとに位置ずれを推定し、補正を行うことも可能である。

【0036】また、推定された局所重心位置と照射器と受光器との位置関係から光吸収物質の濃度変化に対する感度を求めることができるので、検出された減光度変化を感度で重み付けすることによって、それぞれの濃度変化の大きさを求めることができる。濃度変化の大きい局所重心位置から番号を付けて図7(e)のように表示したり、図7(f)のように、異なった記号を用いて表示したり、記号や文字の色を変えて表示することもできる。また、ある閾値を設定して、閾値以下の濃度変化に関しては濃度変化がほとんど生じていないと見なし、それに対応する重心位置に関しては表示をしないこともできる。次に、上記において求めた被検部の重心位置を用いて被検体内部における吸収変化の分布を画像化する方法を説明する。

【0037】図8(a)、(b)は、局所重心位置をもとにした画像化手法を示す図である。前述したように、少なくとも2組の照射器-受光器対で検出された信号の相対量から、光吸収物質の濃度変化の局所重心位置およびその位置における感度を測定することができる。

【0038】局所重心位置を推定測定点とし、検出された信号を感度の大きさによって、すなわち寄与度の大きさによって重み付けしたものを各推定測定点の濃度信号として与え、各推定測定点間の濃度信号を補間で求めることによって、光吸収物質の濃度変化を表面像として表示する。

【0039】このとき、推定された局所重心位置に対応する微小領域から離れた位置に推定されたものについては、その微小領域内において濃度変化がほとんど生じていないと見なし、微小領域内の代表点に等またはそれに近い値を濃度信号として与える。また、このような場合は検出された信号も小さいため、検出信号によって濃度信号を計算しても大きな誤差は生じない。ここで、代表点は、微小領域の中心などに1点設定しても、複数点設定しても良い。この画像に上述した方法を用いて重心位置を重ね書きすることで、濃度変化位置をより正確に表示することが可能となる。

【0040】また、光による濃度変化計測の空間分解能が低いことから(濃度変化の重心位置が隣接する照射器-受光器対の midpoint の間隔よりも狭いと分離できない)、局所重心位置を推定測定点として、検出された信号を感度で重み付けした濃度信号に対してガウス分布などの空間的な広がりを持たせたものを各測定点に与え、各画素について各濃度信号の分布を加算することによって画像を生成することもできる。なお、濃度信号の分布の広がり、局所重心を求めた照射器-受光器における減光度変化の大きさによって決定する。続いて、本発明の第2の実施の形態を説明する。本実施の形態は、上述した従来の画像化法に感度による重み付けをすることで感度むらを補正するものである。

【0041】図9(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、従来手法によって画像化した画像への重心位置の重ね書きを示す図である。図9(a)、(b)、(c)は、本発明によって重心位置を求める手法の例を示しており、図9(d)、(e)、(f)は、これによって求めた重心を従来手法によって画像化した画像に「×」記号で重ね書きしたものである。このように、従来手法によって画像化した画像に確度の高い局所重心位置を重ね書きするだけでも画像の信頼性を増すことができる。さらに、本発明の第3の実施の形態を説明する。本実施の形態は、上述した照射器と受光器の midpoint 位置を推定測定点とする従来の画像化法に感度重みの逆数を用いて感度むらを補正するものである。

【0042】図10は、照射器S1、S2と受光器D1、D2の組合せで考えられる4組の照射器-受光器対に対するそれぞれの感度分布(図16(a)参照)を重ねて描いた図である。これらの照射器S1、S2と受光器D1、D2で囲まれた破線で示した領域に光吸収物質の濃度変化の重心が存在した場合、その濃度変化による寄与が大きいのはM1、M2、M3、M4の4つの推定測定点である。

【0043】ただし、これらの推定測定点に対する減光度変化は、濃度変化の位置に依存しているため、同じ濃度変化の場合でも推定測定点から離れた位置で生じると、画像化したときの濃度変化の大きさが小さく表示されることになる。そこで、図10の感度重みの逆数から算出された重み係数を測定された減光度に重み付けす

ることによって感度むらの補正を行う。ただし、重み付けを行ったときに、x方向の重心位置に関連するM12とM21の減光度の差分値とy方向の重心位置に関連するM11とM22の減光度の差分値は変化してはいけなないので、M12とM21及びM11とM22にはそれぞれ同じ重み付けをする必要がある。

【0044】実はこの点が重要で、単に感度重みの逆数そのものを対応する推定測定点の信号に対して重み付けしてしまうと、位置に関する情報も失われてしまう。したがって、全ての推定測定点に対して濃度変化の寄与が一番小さくなる図10の破線で示した領域の中央位置に濃度変化の重心が存在する場合が、M11、M12、M21、M22の全てに与える重みが最も大きくなり、重心位置が領域の中央からx方向、y方向にずれるにしたがって、M12、M21の対に与える重みとM11、M22の対に与える重みは小さくなることになる。具体的には、図10の照射器S1、S2と受光器D1、D2で囲まれた破線で示した領域の各部位に光吸収物質の濃度変化の重心が存在した場合にM11、M22の対に与える重みとM12、M21の対に与える重みをあらかじめ算出したルックアップテーブルを作成しておく。

【0045】濃度変化の重心位置がM11の直下に存在した場合、M12とM21に対する感度は小さくなっているが、M11に対する感度が大きいことから感度むらはほとんど生じないため、補正の必要はさほどない。そこで、たとえば、図11に示すように、照射器S1、S2と受光器D1、D2で囲まれた領域内にM11とM22に関して感度補正を行う領域（実線で示す）とM12とM21に対して感度補正を行う領域（破線で示す）を定めて、それぞれの領域内に濃度変化の重心が存在したときに感度補正を行う方法も考えられる。

【0046】このように本実施の形態によれば、重心位置によって定まる感度を推定測定点における信号に重み付けして画像化を行うことによって、光吸収物質の濃度変化が生じた部位が中点からずれていることに起因する感度むらを補正することができる。

【0047】なお、本発明の第1の実施の形態では、複数の照射器-受光器対において検出される減光度変化の差分信号からx方向及びy方向に関する局所重心位置を推定していたが、このような方法以外に、減光度変化の差分の組合わせをあらかじめルックアップテーブルに格納しておき、測定された差分値からこのルックアップテーブルを参照して重心位置を求めるような方法でも良い。又、本発明の第2及び第3の実施の形態では、中点を推定測定点とする画像生成方法を説明したが、必ずしもこの形態に限定されることなく、たとえば、これ以外の画像生成方法で生成された濃度分布画像の上に局所重心位置を重ね書きしても同様の効果が得られることは言うまでもない。

【0048】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば、以下の

ような顕著な効果を奏する。

(1) 光による脳機能測定は原理的に空間分解能が低くなってしまうため、光吸収物質の濃度が変化した領域の広さを正確に画像化することは難しいが、画像の空間分解能が低く賦活領域の範囲に多少の誤差が含まれている場合でも、濃度変化の局所重心位置を表示することで賦活領域をより正確に特定できるので、位置ずれや感度むらのない鮮明な画像が得られる。

【0049】(2) 従来法などによって生成した画像の濃度変化部位に位置ずれが生じた場合でも、正確な濃度変化部位を特定することができる。直感的には明度が最も高い位置が濃度変化の重心、すなわち脳機能計測の場合における賦活領域の重心と考えられるので、本発明により求めた重心位置を重ね書きすることによって、従来法による画像化に位置ずれが生じている場合でも、脳機能の賦活領域の中心を直感的に理解することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態である生体光計測装置の構成を示す図である。

【図2】「○」印の部分を変大回転した複数の照射器S1、S2-受光器D1、D2を示す図である。

【図3】光吸収物質の濃度変化の生じた位置と、照射器S1-受光器D1の対と照射器S2-受光器D2の対において検出される減光度変化の差分をとった値との関係を示す特性曲線である。

【図4】(a)、(b)、(c)、(d)は、対象領域内あるいは領域外に重心が存在する場合を説明する図である。

【図5】複数の重心位置が存在するとき、隣接する照射器-受光器対によって形成される正方形領域を重ねて空間分解能を向上させる方法を示す図である。

【図6】(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、局所重心位置の統合の様子を示す図である。

【図7】(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、複数の濃度変化部位があるときの表示方法を示す図である。

【図8】(a)、(b)は、局所重心位置をもとにした画像化手法を示す図である。

【図9】(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、従来手法によって画像化した画像への重心位置の重ね書きを示す図である。

【図10】照射器S1、S2と受光器D1、D2の組合わせで考えられる4組の照射器-受光器対に対するそれぞれの感度分布を重ねて描いた図である。

【図11】照射器S1、S2と受光器D1、D2で囲まれた領域内にM11とM22に関して補正を行う領域とM12とM21に対して感度補正を行う領域を定めて、それぞれの領域内に濃度変化の重心が存在したときに感度補正を行う方法を示す図である。

【図12】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンのモル吸収係数の波長特性を示すグラフである。

【図13】指のタッピング動作時の脳の酸素代謝状態を示すグラフである。

【図14】上述した従来例の頭部表面への光照射器と受光器の配置を示す図である。

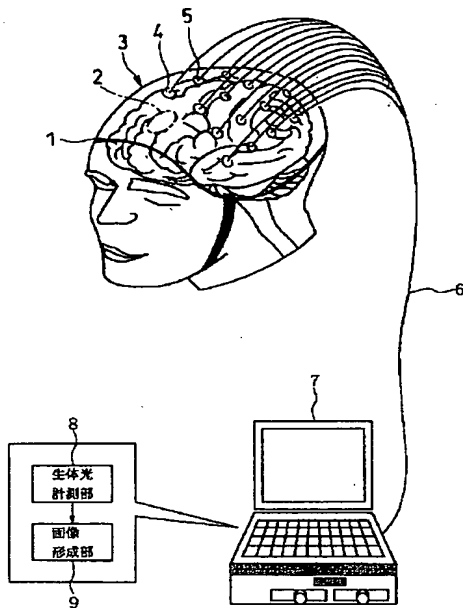
【図15】(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、各測定点で得られる測定結果を示す図である。

【図16】(a)は、脳表面における光吸収物質の濃度変化に対する感度分布を示す図であり、(b)は、(a)のx軸上のいくつかの部位におけるy軸方向の感度変化を示すグラフである。

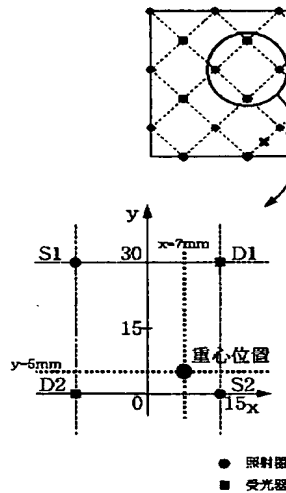
*【符号の説明】

- 1 脳
- 2 被検部
- 3 生体光計測装置
- 4 照射器
- 5 受光器
- 6 光ファイバ
- 7 生体光計測装置本体
- 8 生体光計測部
- 9 画像生成部

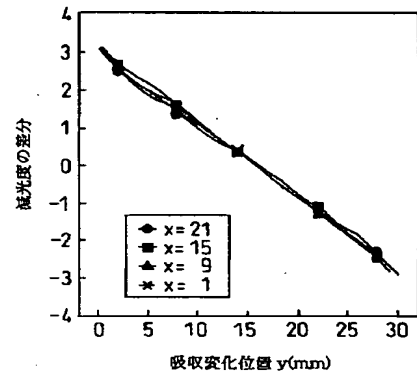
【図1】



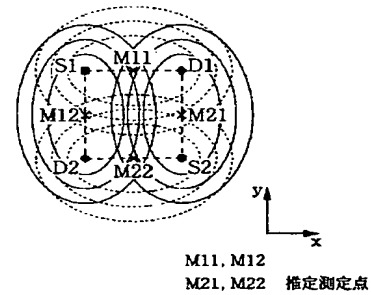
【図2】



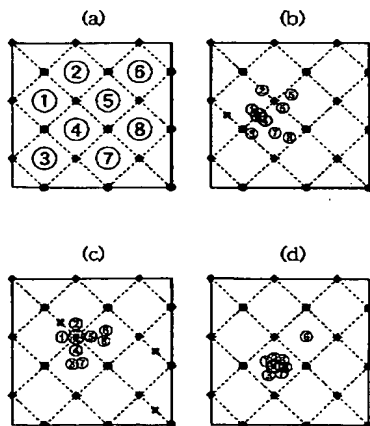
【図3】



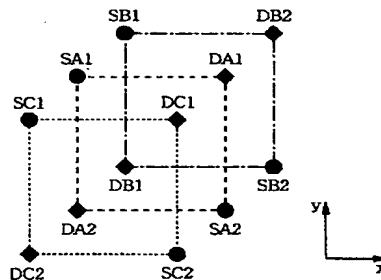
【図10】



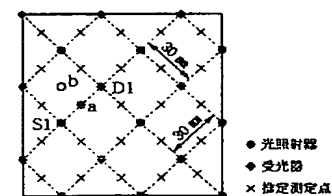
【図4】



【図5】

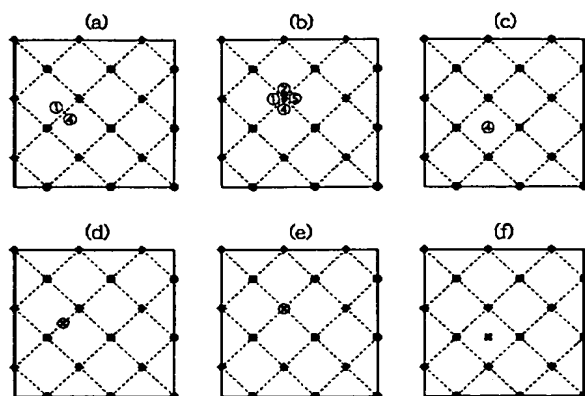


【図14】

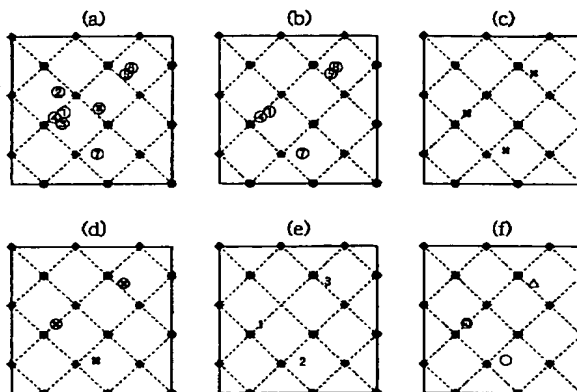


①～⑧ 照射器-受光器対によって推定される局所重心位置

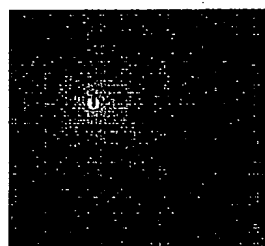
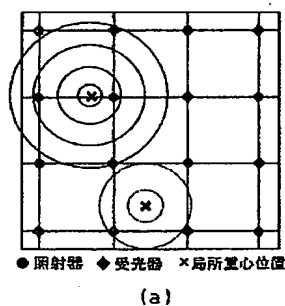
【図6】



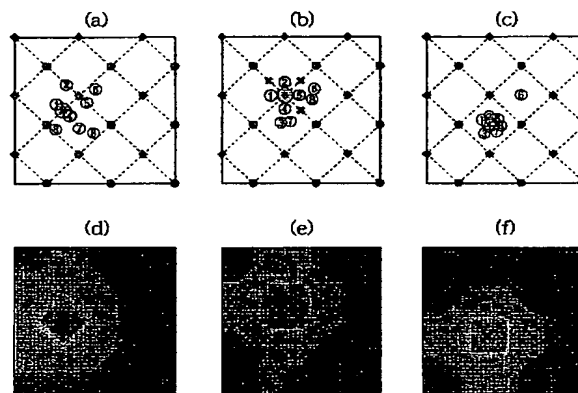
【図7】



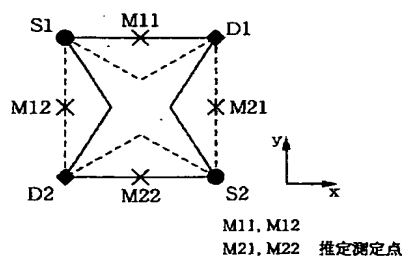
【図8】



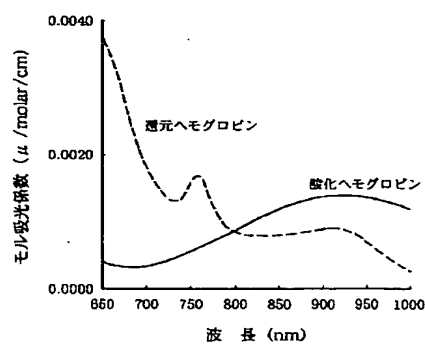
【図9】



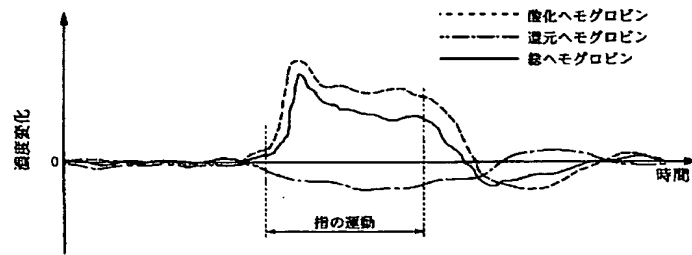
【図11】



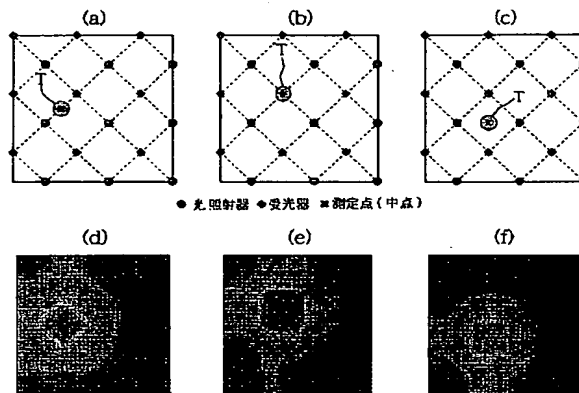
【図12】



【図13】



【図15】



【図16】

